4H

УДК 004.93'1;004.932

О.В. Недзьведь[1,2], С.В. Абламейко[1,3], А.М. Белоцерковский[1]
[1]Объединенный институт проблем информатики НАН РБ, г. Минск
abelotser@newman.basnet.by
[2]Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск
Olga_Nedzved@tut.by
[3]Белорусский государственный университет, г. Минск
abl@bsu.by

Определение объемных характеристик динамических медицинских объектов

Задача восстановления 3D-характеристик движущихся объектов на медицинских изображениях разрешима средствами, используемыми при восстановлении стереопары. Однако существуют некоторые ограничения для изменения формы и траектории движения объекта. В данной работе исследуются решения для точек постоянных в объекте, по которым выполняется восстановление объема объекта.

Введение

Современное развитие медицинских приложений часто опирается на анализ и обработку изображений. Существует целый ряд приложений по анализу трехмерных изображений и структур. Однако большинство оборудования для ввода медицинских изображений основано на одном видеодатчике, т.е. исходным для анализа является одно изображение. В случае движения объекта можно использовать его смещение как дополнительное изображение при построении стереопары.

В основе любой системы стереореконструкции лежит некоторый метод установления соответствия между точками или фрагментами двух изображений стереопары, отвечающих одним и тем же элементам сцены. В результате сравнения соответствующих (сопряженных) пар мы получаем так называемое поле диспаратности – смещений точек на изображениях, связанных с рельефом сцены. Поле диспаратности с учетом геометрии съемки используется для восстановления трехмерной сцены. Под геометрией съемки понимают расположение и ориентацию камер, используемых для получения стереопары. Также при восстановлении используются параметры поля зрения, условия съемки и характеристики регистрирующей аппаратуры [1].

Задача трехмерной реконструкции медицинского движущегося объекта имеет ряд особенностей, требующих специфических методов решения. Это связано в первую очередь с диффузным, слабоконтрастным характером границ, а также со сложным выделением самого объекта. Кроме того, такого типа сцена динамична и не позволяет выполнить требуемую синхронную стереосъемку. Таким образом, задачи стереомониторинга медицинских объектов нуждаются в разработке новых средств 3D-реконструкции и формулировке требований к системам стереосъемки на базе оценки их потенциальных возможностей. Данная статья посвящена анализу качества стереореконструкции медицинских динамических объектов при различных параметрах геометрии наблюдения.

Основные понятия стереореконструкции

Стереопа́ра [2] – пара плоских изображений одного и того же объекта, имеющая различия между изображениями, призванные создать эффект объёма. Эффект возникает в силу того, что расположенные на разном удалении от наблюдателя части сюжета при просмотре с разных точек имеют различное угловое смещение (параллакс).

Объекты с нулевым параллаксом наблюдаются с углом конвергенции φ_0 и воспринимаются расположенными на удалении носителя изображения. Объекты с отрицательным параллаксом наблюдаются с углом конвергенции φ_1 и кажутся выступающими вперед; объекты с положительным параллаксом наблюдаются с углом конвергенции φ_2 и как находящиеся за плоскостью изображения.

Природа этого явления заключается в способности системы «глаза-мозг» обрабатывать зрительную информацию в некотором диапазоне $\Delta\varphi$ ($\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2$) угла конвергенции и объединять изображения в единый объемный образ. Максимальный диапазон $\Delta\varphi$ составляет несколько градусов. Если параллакс изображений на стереофотографии превышает способности мозга по слиянию изображений, то комфортность просмотра нарушается, наблюдается двоение изображений. Поэтому при выполнении стереофотосъемки важно правильно выбирать величину стереобазиса [3].

Стереобазис – расстояния между точками съемки левого и правого кадра. Эта величина зависит от расстояния до фотографируемого объекта и может быть примерно вычислена по формуле:

$$B = 0{,}03 * D,$$

где B – базис стереосъемки, D – расстояние до ближайшего объекта фотографируемой сцены.

Коэффициент 0,03 обусловлен углом схождения зрительных осей (примерно 1-2), который обеспечивает оптимальные условия для наблюдения стереоэффекта [3].

Существуют два основных метода получения стереопары – параллельный и направленный методы фотосъемки. При параллельном способе направление оптической оси объектива не меняется, однако полученным при этом фотографиям требуется дополнительная обработка, называемая компенсационным сдвигом.

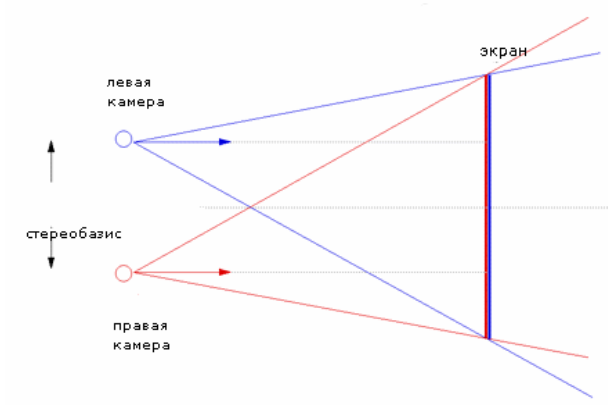


Рисунок 1 – Схема работы стереопары

Компенсационным сдвигом называется относительное смещение изображений стереопары с целью достижения нулевого параллакса на одном из объектов съемки. При этом стереопарой является только та часть изображения, которая находится в зоне пересечения двух исходных изображений. Параллельный метод благодаря своей простоте является наиболее часто используемым. При получении стереопар

таким способом далеко расположенные объекты не смещаются и на обоих кадрах находятся на одном и том же месте. Смещаются только объекты, расположенные на переднем плане, поэтому параллакс наблюдается только для переднего плана.

Второй способ получения стереоизображения – направленный – требует поворот камеры, однако полученные изображения обычно не требуют дополнительной обработки. Данный способ практически не реализуем для систем с одним датчиком видеозахвата.

Стереопара является исчерпывающим условием метрической реконструкции самых непредвиденных сложных объектов. Для этого необходимо знать фокусные расстояния, базу съемки и обеспечить параллельность осей, совпадение плоскостей кадров и синхронность работы затворов системы видеозахвата.

Положение объектов на изображении

3D-информация определяется на основе данных движения объекта. Обычно движение отображается с помощью последовательности изображений, захваченных через определенное время (рис. 2). Чаще всего оптическая ось системы, в которой получается изображение, сдвинута, в результате получается сложная оптическая система.



Рисунок 2 – Схема работы стереопары

Данная стереопара является не совсем обычной. В нашем случае камера одна, а изображений два. В результате получается обратная стереопара (рис. 3).

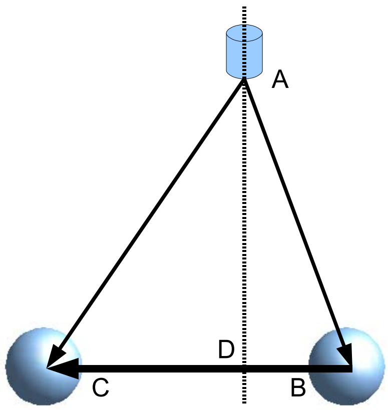


Рисунок 3 – Оптическая схема для движущегося объекта:
А – камера, В – начальное положение объекта,
С – конечное положение объекта, D – оптическая ось системы

В результате задача определения расстояния сводится к задаче для стереопары посредством определения оптической оси, обмена изображений стереопары местами и некоторых небольших дополнений.

Определение параметров оптической системы

Параметры оптической системы определяются согласно правилам обратной стереопары (рис. 3). И самой сложной проблемой является определение положения главной оптической оси.

Для решения этой проблемы разработан специализированный алгоритм на основе анизотропии изображения.

Для каждой локальной области рассчитываются характеристики анизотропии градиента яркости, которые отражают общее направление в изображении, сформированное мини-тенями, присутствующими на изображении (рис. 4).

В результате строится карта для всего изображения с модулем значений коэффициента анизотропии. В точке прохождения оптической оси значение минимально.

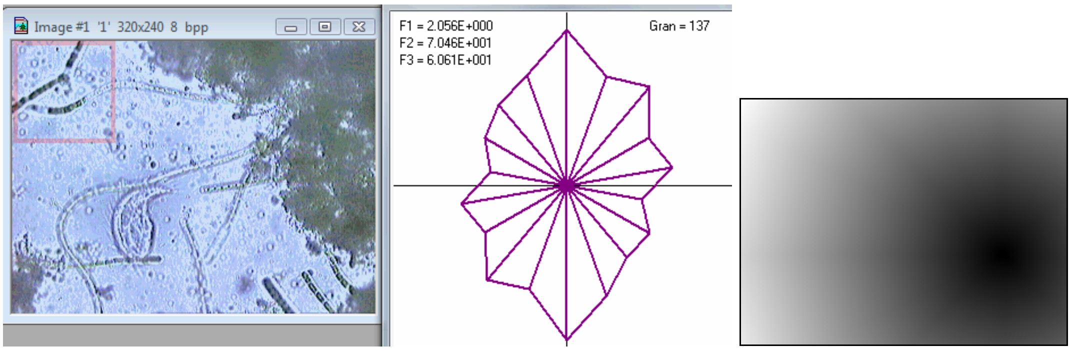


Рисунок 4 – Заданная локальная область, график анизотропии для нее.
Карта значений анизотропии для всего изображения

Однако далеко не всегда данный метод позволяет определить точное положение оси. В случае сложных объектов, имеющих собственную оптическую анизотропию, данный способ не работает. Для решения этой проблемы необходимо выделить объекты и определить положение тени для них. Для каждого объекта определяется направление малой оси анизотропии. Точка прохождения оптической оси через изображение определяется пересечением малых осей анизотропии (рис. 5).

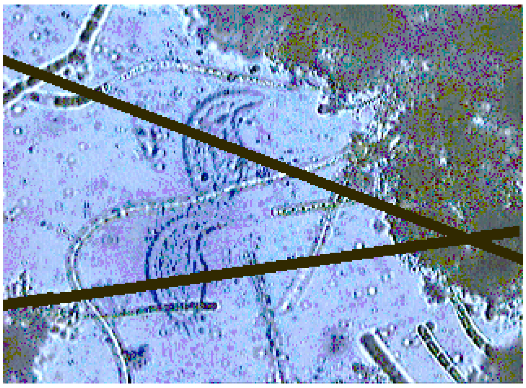


Рисунок 5 – Совмещенное изображение стерепары и пересечение направления малых осей анизотропии для каждого динамического объекта

Определение динамических объектов и их положения

Существует множество алгоритмов выделения динамических объектов на изображениях, но большинство из них основано на определении фона и его разности с текущим изображением. Самым простым способом определения фона является построение гистограммы для каждого пикселя изображения (рис. 6).

Представим последовательность изображений в виде куба. Можно построить гистограмму по линии, пересекающей все изображения последовательности с заданными вертикальными и горизонтальными координатами. На этой гистограмме определяется медиана – наиболее часто встречаемое значение, которое присваивается соответствующему пикселю фона (рис. 7).

В результате формируется изображение фона. Данное изображение практически имеет небольшую погрешность, которая формируется при наложении шумов камеры на динамические изменения в изображении. Данные шумы имеют небольшую величину и убираются медианной фильтрацией с растром в пять пикселей.

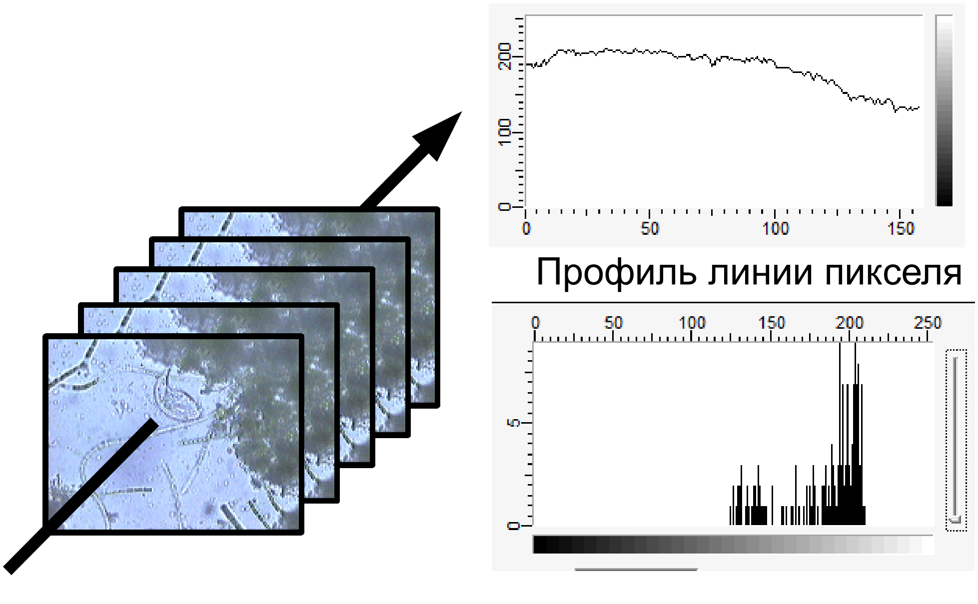


Рисунок 6 – Поиск значения пикселя фона



Рисунок 7 – Синтезированное изображение фона

При наличии изображения фона положение динамических объектов легко определить, рассчитав модуль разницы между изображениями (рис. 8).

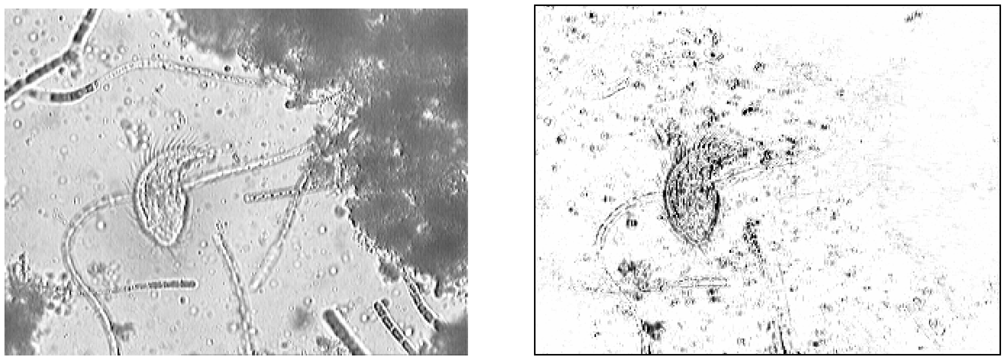


Рисунок 8 – Исходное изображение и модуль его разницы с фоном

Для определения положения объекта необходимо провести бинаризацию полученной разницы. Бинаризация проводится методом пороговой сегментации Отсу [4].

Цель этого метода состоит в том, чтобы выбрать порог, который минимизирует отношение объединенной дисперсии к дисперсии между классами, определяемыми разбиением гистограммы на пороги. В результате получается изображение с большим набором разнотипных объектов. Поэтому для их классификации проводится определение геометрических свойств, объекты, не попадающие в определенный интервал геометрических характеристик, удаляются (рис. 9). Дефекты формы объектов корректируются посредством морфологических операций и заливания.

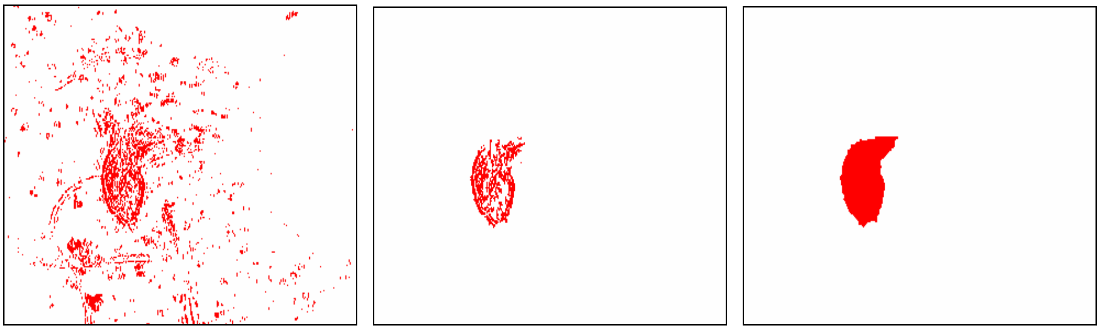


Рисунок 9 – Бинарная обработка образа динамического объекта:
а) пороговая сегментация, б) удаление объектов по геометрическим характеристикам, в) морфологическая обработка образа объекта

По бинарному образу объекта определяется центр масс, минимальные и максимальные координаты, координаты контура объекта и площадь. Данные характеристики участвуют в определении параметров системы стереопары, по которой проводится объемная реконструкция объекта.

Коррекция результатов реконструкции по стереопаре

Небольшие тени и углы в стереопаре на цитологических препаратах приводят к тому, что реконструкция выполняется не совсем качественно.

Особые оптические свойства мембран обусловлены их главными особенностями: дисперсностью и гетерогенностью. На оптические свойства таких систем в значительной степени влияют размер и форма. Прохождение света через мембрану сопровождается такими явлениями, как поглощение, отражение, преломление и рассеяние света. Преобладание какого-либо из этих явлений определяется соотношением между раз-

мером мембраны в дисперсной фазе и длиной волны падающего света. В мембранах размеры ее частиц сравнимы с длиной волны видимого света, что предопределяет рассеяние света за счёт дифракции световых волн.

Светорассеяние в мембранах проявляется в виде опалесценции – матового свечения (обычно голубоватых оттенков), которое хорошо заметно на тёмном фоне при боковом освещении. Причиной опалесценции является рассеяние света на частицах, составляющих мембрану, за счёт дифракции.

Процесс дифракционного светорассеяния на частицах мембраны, размер которых значительно меньше длины волны, описывается уравнением Рэлея, связывающим интенсивность рассеянного единицей объёма света I с числом частиц в единице объёма v, объёмом частицы V, длиной волны λ и амплитудой A падающего излучения и показателями преломления дисперсной фазы и дисперсионной среды n_1 и n_2 соответственно:

$$I = \frac{24 v \pi^2 V^2 A^2}{\lambda^4} \left(\frac{n_1^2 - n_2^2}{n_1^2 + n_2^2} \right)$$

Из уравнения видно, что, чем меньше длина волны падающего излучения, тем больше будет рассеяние, а также следует отметить зависимость интенсивности освещения от размера частиц, составляющих мембрану. Отсюда следует, что отношение интенсивностей пропорционально отношению диаметров в кубе. Следовательно, для коррекции вертикального размера образа клетки необходимо умножить его на корень кубический из отношения интенсивностей:

$$H = h_{old} \sqrt[3]{\frac{I}{I_b}},$$

где H – новая высота для пикселя, h_{old} – высота, рассчитанная на основе характеристик стереопары, I – значение яркости пикселя, I_b – значение яркости пикселя на изображении фона.

Общее описание алгоритма

В целом для определения объемных свойств динамических объектов на медицинских изображениях необходимо решить следующие задачи:

1) определение оптических параметров системы;
2) выделение динамических объектов;
3) вычисление положения и геометрических характеристик объектов;
4) определение постоянных частей динамических объектов;
5) вычисление параметров стереопары;
6) определение объемных характеристик и 3D-реконструкция объекта.

В результате алгоритм можно представить в виде схемы (рис. 10).

Разумеется, эти задачи могут быть дополнены калибровкой изображения и предобработкой. Однако калибровка выполняется предварительно при настройке оптической системы, а предобработка является сугубо частной задачей и сильно зависит от параметров исходного изображения. Поэтому эти задачи не вошли в указанную схему.

Заключение

Разработанный алгоритм позволяет получить объемный образ динамических медицинских изображений на основе принципа работы стереопары. Дополнение методики стереопары дополнительными алгоритмами сегментации динамических объектов, определения оптической оси и коррекции высот позволяет использовать этот алгоритм для работы с такими сложными объектами, как динамические объекты в цитологии (рис. 11). Использование комбинаций этих принципов позволило быстро и эффективно определить реальные значения расстояний контура клеток и сохранить значения всех исходных расстояний. Поэтому данный алгоритм наиболее эффективен для использования его в задачах, связанных с анализом микроскопических объектов.



Рисунок 10 – Результат трехмерной реконструкции
с помощью 20 промежуточных слоев

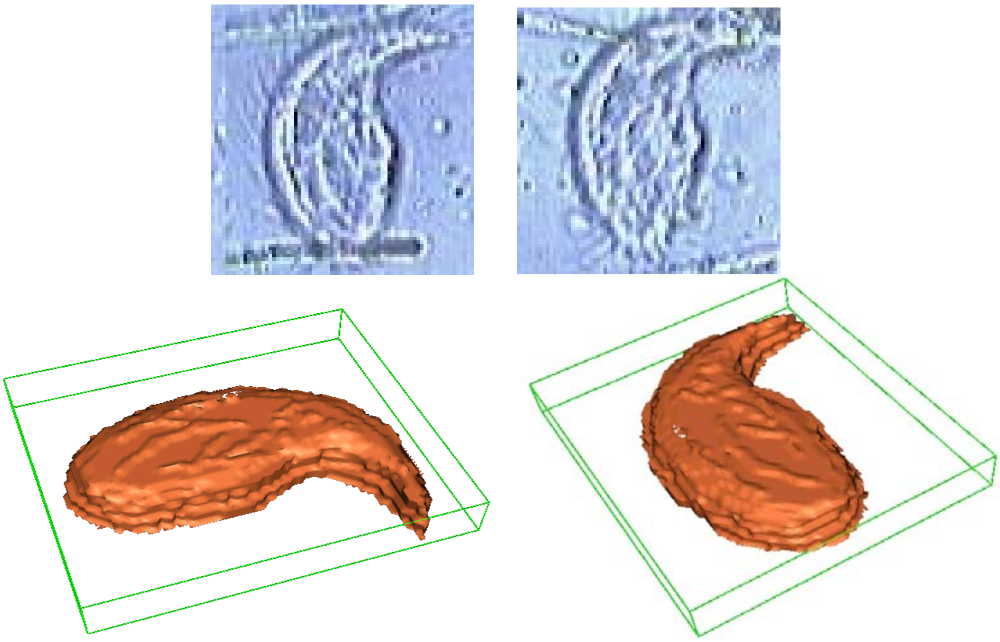


Рисунок 11 – Изображение стереопары и восстановленные 3D-объекты

Полученные результаты будут способствовать развитию аналитического программного обеспечения цитологических методов для правильного расчета данных по динамике регрессии эволюции клеточных образований. Работа направлена на улучшение информационного содержания данных динамических объемных объектов в медицине и биологии и позволяет получить новые характеристики для их более точного описания.

Работы выполнялись в рамках проекта ISTC B-1489.

Литература

1. Treece G. Volume Measurement and Surface Visualization in Sequential Freehand 3D Ultrasound / G. Treece // PhD thesis Univer. of Cambridge, Department of Engineering. – 2000. – 183 p.
2. Стереопара [Электронный ресурс]. – Режим доступа : http://ru.wikipedia.org/wiki/Стереопара
3. Поляков А.Ю. Третье измерение фотографии [Электронный ресурс] / А.Ю. Поляков. – Режим доступа : http://3dmasterkit.ru/articles/article_1/
4. A survey of thresholding techniques / [P.K. Sahoo, S. Soltani, A.K.C. Wong, Y.C. Chen] // Computer Vision, Graphics and Image Processing. – 1988. – № 41. – P. 233-260.
5. Nedzved A. Extraction of nerve cells in images with herpetic infections / A. Nedzved, S. Ablameyko, E. Oczeretko // Annales Academiae Medicae Bialostocensis. – 2005. – № 50. – P. 284-288.
6. Svensson S. / G. Sanniti di Baja // Image and Vision Computing. – 2002. – Vol. 20 (8). – P. 529-540.

О.В. Недзьведь, С.В. Абламейко, А.М. Бєлоцерковський

Визначення об'ємних характеристик динамічних медичних об'єктів

Завдання відновлення 3D-характеристик рухомих об'єктів на медичних зображеннях вирішуване засобами, використовуваними при відновленні стереопари. Проте існують деякі обмеження для зміни форми і траєкторії руху об'єкта. У даній роботі досліджуються рішення для точок постійних в об'єкті, за якими виконується відновлення об'єму об'єкта.

O.Nedzvedz, S. Ablameyko, A. Belotserkovsky

Detection Volume Characteristics of Dynamic Objects in Medicine

A new techniques is presented in order to reconstruct 3D-object surface from several closed, in general, non-planar curves, including contours that were outlined manually. 2D distance map was used to reconstruct object of a different shapes. Branching problem is also discussed.

Статья поступила в редакцию 26.06.2010.